



ESPAÑA

19 ES 21 22	11 NUMERO 483.605	19 A1
	FECHA DE PRESENTACION 23-8-79	

PATENTE DE INVENCION

Concedido el Registro de acuerdo con los datos que figuran en la presente descripción y según el contenido de la Memoria anejada,

30 PRIORIDADES: 31 NUMERO 936.111	32 FECHA 23 Agosto 1978	33 PAIS Estados Unidos
---	----------------------------	---------------------------

47 FECHA DE PUBLICIDAD	51 CLASIFICACION INTERNACIONAL A61B 5/02; B01P 5/00	62 PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
------------------------	--	--------------------------------------

64 TITULO DE LA INVENCION "METODO Y SU CORRESPONDIENTE INSTRUMENTO UTILIZANDO ULTRASONIDOS PARA MEDIR LA VELOCIDAD DE CIRCULACION DE LA SANGRE Y LIQUIDOS SIMILARES"

71 SOLICITANTE (S) GENERAL ELECTRIC COMPANY
--

DOMICILIO DEL SOLICITANTE 1 River Road, SCHENECTADY, New York 12305, Estados Unidos
--

72 INVENTOR (ES) Emmanuel Papadofrangakis y William Ernest Engeler, ambos de nacionalidad estadounidense, los cuales han cedido sus derechos a la Entidad solicitante
--

73 TITULAR (ES)

74 REPRESENTANTE D. BERNARDO UNGRIA GOIBURU
--

POOR QUALITY

EXTRACTO DE LA DESCRIPCION

La velocidad y la dirección de la circulación de la sangre y líquidos similares, hacia o a partir del transductor, se miden mediante la demodulación coherente de los ecos recibidos en dos componentes en cuadratura y mediante el tratamiento ulterior en tiempo real por un calculador de transformadas de Fourier. Se detecta y se visualiza una distribución de las variaciones de frecuencia Doppler y de velocidades bidireccionales. El modo de realización preferido es un sistema duplex de formación de imagen con un explorador de sector en el cual se ha incorporado una modalidad Doppler, al precio de una ligera complejidad suplementaria.

DESCRIPCION GENERAL DE LA INVENCION

La invención se refiere a un método y a un aparato de ultrasonidos para medir la velocidad de la circulación de la sangre y en particular para efectuar una medición de velocidad bidireccional en un sistema provisto de una demodulación de señal de ecos en cuadratura.

La velocidad de la sangre puede detectarse midiendo las variaciones de frecuencia Doppler impartidas a los ultrasonidos mediante reflexión a partir de las células rojas de la sangre en movimiento. Los médicos que utilizan los métodos Doppler para diagnóstico están interesados no solamente en calcular la velocidad sino también en determinar si la circulación de la sangre se efectúa hacia o a partir del transductor ultrasónico. Esta necesidad de medición bidireccional de la velocidad de la circulación de la sangre ha sido bien aceptada, en particular debido a que era posible demostrar que en ciertos ca

Los puede producirse simultáneamente una circulación de la sangre hacia adelante lo mismo que en sentido inverso a través de una sección dada del sistema circulatorio humano.

5 La capacidad de medición direccional de la velocidad en los sistemas de la técnica anterior ha sido obtenida mediante la detección sincrónica de los ecos en dos canales en cuadratura para obtener vectores tanto reales como complejos de las frecuencias sometidas a variaciones
10 producidas por el efecto Doppler. Las señales de eco procedentes de los dos canales han sido tratadas de un cierto número de maneras diferentes para permitir la visualización de formas de onda de circulación direccional. El análisis de las señales en el dominio del tiempo ha sido utilizado como técnica de determinación de la dirección; utilizando esta técnica se determina la dirección de circulación a partir de la cual las señales de eco tratadas llegan las primeras en el tiempo, y esta señal particular se conmuta a continuación para ser analizada y visualizada.
15 El método es susceptible a los dispositivos de conmutación.

 El análisis de las señales en el dominio de la fase ha sido igualmente propuesta como método para separar el uno del otro los componentes de circulación en sentido directo y en sentido inverso. Este método está basado en el desplazamiento de fase de 90° de las señales en cada uno de los canales en cuadratura y en la suma adecuada de los términos cruzados para realizar la separación matemática de los componentes de circulación hacia delante y hacia atrás. En la práctica, las variaciones respec
20
25
30

to a los cambios de fase ideales de 90° que se necesitan producen a menudo una intermodulación entre los canales directo e inverso.

La mayoría de las unidades Doppler disponibles
5 actualmente, sin embargo, no utilizan canales en cuadra-
tura y emplean una técnica de cruce por el valor 0 para
transformar la velocidad de circulación y su dirección
en una tensión analógica proporcional positiva o negati-
va adecuada para la visualización. Esta técnica produce
10 una tensión proporcional a la velocidad media en el mismo
volumen de sangre sometido a la acción del haz ultrasono-
ro. Para ciertas aplicaciones esto es todo lo que se ne-
cesita, pero a menudo es conveniente visualizar la dis-
tribución espectral de las velocidades presentes en el
15 volumen de muestra.

Un instrumento y un método para la medición di-
reccional de la velocidad de la circulación de la sangre
y de líquidos similares han sido realizados por demodula-
ción en cuadratura de ecos ultrasonoros y análisis espec-
20 tral por medio de un calculador complejo de transformadas
de Fourier. El sistema incluye como mínimo por lo menos
un elemento transductor que se excita para generar impul-
sos de ultrasonidos con una frecuencia de emisión dada
que se aplican a un volumen de muestra elegido en el ob-
25 jeto sometido a examen. El receptor tiene canales en fase
y en cuadratura con la posibilidad de demodular las seña-
les de eco con referencias de frecuencia de emisión en
cuadratura de fase, y para el tratamiento de las señales
demoduladas con el fin de producir una señal focalizada
30 en fase (I) y una señal focalizada en cuadratura (Q). Una

puerta de gama extrae un par de muestras analógicas a partir de las señales focalizadas después de cada transmisión de impulsos en un tiempo que corresponde a la recepción de los ecos retrodispersos procedentes del volumen de muestra, y un calculador Doppler que efectúa un cálculo aritmético complejo de las transformadas de Fourier determina a partir de grupos de muestras analógicas la magnitud y el signo de una distribución de variaciones de frecuencia relacionadas con la frecuencia de emisión, la cual corresponde a una distribución bidireccional de la velocidad en el volumen de muestra. El calculador Doppler es preferentemente un calculador digital rápido de transformadas de Fourier que funciona en tiempo real.

Un modo de realización particular descrito es un sistema duplex de formación de imagen dotado de una modalidad de formación de imagen por exploración B y de orientación Doppler y una modalidad Doppler subsiguiente, y es un explorador de sector único con haz orientado electrónicamente con una modalidad Doppler incorporada. El sistema utiliza un conjunto común de transductores tanto en la modalidad de formación de imagen como en la modalidad Doppler. Las señales focalizadas en fase y en cuadratura se combinan para generar una señal resultante que se aplica al dispositivo de visualización del tipo de exploración B. Se identifica en la imagen un volumen de muestra para interrogación Doppler y unos impulsos ultrasonoros de banda estrecha se transmiten a continuación a lo largo de la línea de exploración que intercepta el volumen de muestra, y las señales de eco se demodulan de manera coherente y se focalizan dinámicamente para la for

mación de la imagen. El subsistema Doppler extrae muestras analógicas de las señales focalizadas I y Q y tiene bien una modalidad de transformación en bloque en la cual unos grupos exclusivos de muestras analógicas se analizan 5 espectralmente o una modalidad de transformación deslizante en la cual unos grupos superpuestos de muestras analógicas se analizan espectralmente. El calculador rápido de transformadas de Fourier (FFT) genera una distribución de variaciones de frecuencia o velocidades de las cuales 10 la mitad sirven para la circulación hacia el transductor y la mitad para la circulación a partir del transductor. El dispositivo de visualización Doppler imprime un gráfico de distribución biyeccional de la velocidad en función del tiempo con la cual se multiplexa una señal 15 de electrocardiograma (ECG), y puede utilizarse también un osciloscopio de modo que el usuario pueda observar la variación de velocidad en tiempo real.

La figura 1 es un organigrama en bloques simplificado de un sistema de formación de imagen ultrasónico duplex con capacidad de medición bidireccional de la 20 velocidad en la modalidad Doppler;

la figura 2 es un organigrama en bloques de un canal de recepción que describe más detalladamente los canales de tratamiento de señal en fase (I) y en cuadratura (Q); 25

las figuras 3 y 4 son vistas ampliadas de un volumen de muestra de sangre, representándose en la figura 3 un vector de velocidad que forma un ángulo θ respecto al haz acústico transmitido mientras que en la figura 4 30 se representa un volumen de muestra con circulación tur

bulenta;

La figura 5 es un organigrama en bloques del subsistema Doppler;

5 Las figuras 6a y 6b son diagramas de formas de onda de las señales de eco focalizadas I y Q que se aplican a las entradas del subsistema Doppler; y

la figura 7 es una representación típica de la velocidad en función del tiempo que corresponde a la modalidad Doppler, y de una señal opcional de referencia de electrocardiograma (ECG).
10

El sistema ultrasónico duplex de formación de imagen de la figura 1 tiene ambas modalidades de exploración B y Doppler y en esta última modalidad proporciona una información en tiempo real de la velocidad direccional de la sangre desde un punto predeterminado de la corriente sanguínea utilizando un calculador de transformadas de Fourier para determinar la distribución de velocidad presente en un pequeño volumen de muestra. El calculador Doppler está incorporado en un sistema de formación de imagen que presenta al médico una facilidad de orientación visual y, utilizando la imagen como guía el médico puede realizar a voluntad una interrogación del calculador Doppler casi en cualquier punto del campo de observación del instrumento. Un conjunto común de transductores ha sido previsto tanto para la formación de la imagen como para los exámenes Doppler y el motivo de este procedimiento es la precisión que puede obtenerse en la orientación, así como la sencillez resultante del sistema. Otra propiedad importante desde el punto de vista de la presente invención consiste en que la demodulación
15
20
25
30

del eco en cuadratura que se efectúa en el tratamiento de las señales necesario para la formación de la imagen tiene una doble función para realizar la modalidad Doppler. Un sistema ultrasónico de formación de imagen que incluye una demodulación coherente de las señales de eco seguida por un retardo de tiempo y una suma coherente de las señales demoduladas se describe en la solicitud de patente de los Estados Unidos copendiente Nº 4.155.260 (docket-RD-10088) presentada el 24 de Mayo de 1.978 por W.E. Engler y J. J. Tiemann, cedida al mismo concesionario que la presente invención. Los canales de tratamiento de ecos del sistema duplex pueden ser los mismos que en esta solicitud de patente pero se describen solamente en el grado necesario para entender la presente invención. Antes de continuar esta descripción, se resumirán los principios de la formación del haz y del tratamiento de las señales de eco en equipos de formación de imagen dotados de haz orientados o de conjuntos en fase.

El conjunto común de transductores lineales 11 de la figura 1 está constituido por un gran número de elementos transductores piezoeléctricos 12 que son energizados por unos impulsos de excitación 13 en una secuencia de tiempo lineal para formar un haz ultrasónico 14 y dirigir el haz en una dirección azimutal predeterminada con el fin de transmitir un impulso de ultrasonido. Para orientar el haz electrónicamente con un ángulo de θ grados respecto a la perpendicular al eje longitudinal del conjunto, se añade un incremento de retardo de tiempo sucesivamente a cada señal a lo largo del conjunto desde una extremidad a la otra para compensar exactamente las diferencias de

retardo de tiempo de propagación que existen en condi
ciones de onda plana (Fraunhofer). Cambiando progresiva
mente el retardo de tiempo entre los sucesivos impulsos
de excitación, el ángulo en un lado de la perpendicular
5 se cambia de manera incremental, y para formar un haz
acústico en el otro lado de la perpendicular, se invierte
el tiempo de los impulsos de excitación de tal manera
que el transductor situado a la derecha se energice en
primer lugar y el transductor situado a la izquierda se
10 energice en último lugar. Se utiliza solamente la parte
central del conjunto para transmitir pero se utiliza la
totalidad del conjunto para recibir. Un ángulo de explo
ración de sector total indicado por las líneas de puntos
15 está incluido aproximadamente entre 60 y 90°. Los ecos
que vuelven de las metas en la dirección del haz transmi
tido llegan a los elementos transductores en tiempos di
ferentes lo que necesita un retardo relativo de las se
ñales de eco recibidas en grados diferentes de tal manera
que todas las señales procedentes de un punto dado se su
20 man simultáneamente por todos los elementos del conjunto.
Los retardos de tiempo de las señales de eco individuales
son los mismos que durante la transmisión para compensar
las diferencias de retardo de propagación acústica, y es
tos retardos se llaman retardos de tiempo de orientación
25 o simplemente retardos de orientación. Cada canal de recep
ción focaliza también electrónicamente y de manera diná
mica un eco recibido para compensar las diferencias de re
tardo de tiempo de propagación desde el punto focal hasta
las posiciones variables de los elementos individuales del
30 conjunto. El foco de recepción puede ser cambiado dinámi

camente para seguir la distancia a partir de la cual los ecos se reciben durante el periodo de recepción de los ecos mediante una aproximación de etapas múltiples. Este explorador de sector está dotado de un enfoque fino y de un enfoque basto, consiguiéndose el enfoque fino mediante una demodulación coherente sincronizada dinámicamente mientras que el enfoque basto se efectúa como en la orientación del haz mediante diferencias de retardo de las señales electrónicas entre canal y canal. Unas líneas de retardo electrónicamente variables aseguran los retardos de orientación y de tiempo de enfoque. Para realizar una suma coherente de las contribuciones de todos los elementos de recepción, las señales de eco retardadas procedentes de los canales de recepción en fase (I) y en cuadratura (Q) se aplican a unos amplificadores sumadores a la salida de los cuales se obtienen las señales de eco focalizadas I y Q. Un tratamiento ulterior de las señales focalizadas genera los datos de visualización de exploración B.

El sistema de formación de imagen dúplex de la figura 1 es un explorador de haz orientado de sector único en tiempo real al cual se ha incorporado una modalidad Doppler para medición de velocidad de circulación de sangre bidireccional en tiempo real. Existen dos modalidades de funcionamiento del sistema de formación de imagen duplex para mediciones de velocidad: (a) la modalidad de formación de imagen por exploración B y orientación Doppler y (b) la modalidad de tratamiento y visualización Doppler. Esta última modalidad sigue siempre la primera y las dos nunca son simultáneas. El conjunto lineal co

mún de transductores 11 tiene una mayor separación entre
elementos para recibir que para transmitir con el fin de
constituir un sistema de amplia apertura con bajos lóbu
los laterales utilizando un número mínimo de canales de
5 recepción relativamente costosos. El conjunto de transmi
sión está en el centro de un mayor conjunto de recepción
(los elementos del centro pueden funcionar simultáneamen
te como elementos de transmisión y elementos de recepción),
y los elementos de transmisión están asociados con un ge
10 nerador de impulsos 16 capaz de generar impulsos separa
dos para el funcionamiento de exploración B con el fin de
producir impulsos ultrasonoros de banda ancha, e impul
sos múltiples para funcionamiento Doppler, teniendo una
frecuencia igual a la frecuencia de emisión requerida
15 con el fin de generar impulsos ultrasonoros de banda es
trecha. La frecuencia de repetición de la excitación de
impulsos múltiples es variable y tiene reglajes de nivel
alto, intermedio y reducido que pueden ser elegidos por
medio de un controlador 17 con entradas a la disposición
20 del usuario. Para mayor información respecto a la manera
de satisfacer los requisitos contradictorios de anchura
de banda, se hará referencia a la solicitud de patente
de los Estados Unidos presentada simultáneamente, N° de
serie 936.115, (docket RD-10645) a nombre de E. Papado
25 frangakis, J. A. Fakiris y W. E. Engeler, "Sistema duplex
de formación de imagen por ultrasonidos con excitación
repetitiva de un transductor común en la modalidad Do
ppler", concedida al cesionario de la presente invención.
Durante los sucesivos periodos de transmisión
30 de la modalidad de la exploración B, el generador de im

pulsos 16 genera una serie de impulsos de excitación 13, uno por cada elemento del transmisor, con un retardo de tiempo entre impulsos sucesivos que se incrementa desde un periodo al siguiente con el fin de transmitir de esta
5 manera impulsos de ultrasonidos de banda ancha a lo largo de numerosas líneas de exploración diferentes cubriendo la región de un cuerpo 18 que está sometido a exámen. Durante los periodos de recepción alternos, las señales de eco recibidas producidas por la reflexión de la energía a partir de varias estructuras del cuerpo y que han
10 sido detectadas por los elementos de recepción 12 del conjunto común 11 se amplifican individualmente y se aplican a los canales de tratamiento de ecos. Los componentes principales de los canales de recepción, que
15 utilizan el tratamiento de una señal de banda de base para conseguir una buena resolución lateral al mismo tiempo que se reduce mucho la precisión del retardo de tiempo necesario y por el contrario se necesita una precisión de enfoque de fase más fácilmente conseguible,
20 tienen como componentes principales un receptor 19 por cada canal, un demodulador equilibrado y un filtro pasa abajo 20, un dispositivo de retardo de tiempo 21, y un par de sumadores 22.

Haciendo referencia a la figura 2, los canales
25 de tratamiento I y Q para la señal de eco generada por un solo elemento de recepción 12, se describirán más detalladamente. La señal de eco pasa a través de un preamplificador 23 hasta un demodulador de canal I 24 donde se mezcla con una señal de demodulación procedente del generador 25 cuya frecuencia fundamental es igual a la fre
30

cuencia de resonancia del elemento del transductor o
igual a la frecuencia de emisión de los ultrasonidos.
Además la señal de referencia de demodulación tiene una
fase determinada por la diferencia de longitud de trayec
5 to hasta el punto del objeto sometido a exámen. La señal
demodulada pasa a través de un filtro pasa abajo 26 para
recuperar la envolvente y a continuación se aplica a una
línea de retardo 27 que está preprogramada con los retar
dos de orientación y, en el caso de que las longitudes de
10 trayecto difieran suficientemente, un retardo de enfoque
basto proporcional a la diferencia de longitud de trayec
to. La señal enfocada demodulada y retardada se aplica
al amplificador sumador 22-1 donde se suma coherentemente
con todas las demás señales demoduladas retardadas (I-CH)
15 del canal I para formar la señal focalizada en fase I.
La señal demodulada que se utiliza en cada uno de los ca
nales Q se ajusta de modo que esté en cuadratura de fase
respecto a la señal de demodulación de los respectivos ca
nales I. La señal de eco se aplica en paralelo al demodu
20 lador 28 y se mezcla con una referencia de frecuencia de
emisión en cuadratura de fase procedente del generador 29
que se ajusta además de modo que retarde en fase respecto
a la señal de eco con el mismo desplazamiento de fase
que existe con relación al eco y a las señales de demodu
25 lación del canal I. La señal demodulada en cuadratura se
hace pasar similarmente a través del filtro pasa abajo
30 para recuperar la envolvente, se orienta y se focaliza
con retardo de tiempo en la línea de retardo 31, y a
continuación se aplica el amplificador sumador 22-2 para
30 sumarse de manera coherente con las señales demoduladas

focalizadas, retardadas, procedentes de los otros canales Q (Q-CH) para facilitar la señal focalizada en cuadratura $\leq Q$.

En la práctica, tres parámetros del sistema de recepción son variables durante el curso de un periodo de recepción de eco, siendo estos parámetros el retardo de tiempo entre los elementos, la señal de referencia de los demoduladores equilibrados, y también la anchura de abertura de la sección. Los canales de recepción más externos (figura 1) se anulan progresivamente a distancias más cortas para reducir la abertura de recepción paso a paso y obtener una mejor resolución lateral cerca de la piel. Para el funcionamiento de exploración B, las señales I y W sumadas y focalizadas se tratan además en 32 para producir una señal resultante que se obtiene elevando al cuadrado las señales I y Q, sumando conjuntamente las señales elevadas al cuadrado y tomando la raíz cuadrada de la suma. La resultante es la señal de video y se trata ulteriormente para mejorar la imagen antes de aplicarla al tubo de rayos catódicos 33 como control Z o para controlar la intensidad del haz electrónico. La imagen en forma de sector 34 se construye por medio de líneas de exploraciones radiales sucesivas conforme la dirección del haz transmitido cambia incrementalmente, y es una representación bidimensional de una capa plana cortada a través del cuerpo, que se representa en tiempo real. La modalidad de orientación Doppler implica la observación visual de la imagen de exploración B 34 por el médico para identificar un volumen de muestra relativamente pequeño dentro del corazón o de vasos arteriales bastan

te importantes a través de los cuales la velocidad de la
circulación de la sangre ha de ser medida. Una referencia
adecuada en la imagen delinea la región de exámen Doppler,
por ejemplo bajo la forma de un dispositivo de iluminación
5 de la dirección del haz a través del volumen de la mues-
tra y de un cursor de distancia iluminado. Se supondrá
por ejemplo que se está examinando un volumen de muestra
35 (parte superior de la figura 1) a lo largo de la línea
de exploración 36 con un ángulo θ respecto a la perpendi-
10 cular y que tiene un alcance R.

En el modo de funcionamiento Doppler, el contro-
lador 17 del sistema es ajustado por el usuario de tal ma-
nera que los impulsos de ultrasonidos de banda estrecha
sean transmitidos solamente a lo largo de la línea de ex-
15 ploración elegida que corta el volumen de muestra, y se
utiliza una conmutación de alcance para el muestreo de
los ecos procedentes de la profundidad deseada y para de-
tectar los perfiles de velocidad en emplazamientos espe-
cíficos. El funcionamiento pulsatorio repetitivo de los
20 elementos de transmisor a una frecuencia igual a la fre-
cuencia de emisión requerida produce un estrechamiento
de la banda de respuesta del transductor. Mediante una
programación en el tiempo apropiada del comienzo de los
impulsos múltiples aplicados a cada elemento (los incre-
25 mentos de retardo de tiempo son los mismos que en el ca-
so de excitación de impulso único), el haz ultrasonoro
transmitido es orientado hacia una dirección determinada
y puede enfocarse en un punto determinado del espacio.
Otra propiedad de la excitación del transductor en la mo-
30 dalidad Doppler es los intervalos de repetición variables

para la excitación múltiple con el fin de tener la posibilidad de efectuar un muestreo adecuado, a varias distancias, de los ecos retrodispersos procedentes de células rojas de la sangre que se desplazan tanto lentamente como de manera rápida. El instrumento que se describe aquí tiene reglajes de la frecuencia de repetición de impulsos (PRF) de 4 KHz, 8 KHz y 16 KHz. Para valores elevados de la velocidad de circulación en volúmenes de muestra a corta distancia, la detección se efectúa utilizando una frecuencia de repetición de impulsos de 10 KHz. La resolución de velocidad es relativamente mediocre. Se consigue una mejor resolución de velocidad a velocidades de circulación bajas y grandes distancias utilizando una frecuencia de repetición de impulsos de 4 KHz. Para que el usuario disponga de una mayor flexibilidad de elección, existe un reglaje intermedio de 8 KHz de frecuencia de repetición de impulsos. Los valores de PRF elegidos (frecuencia de repetición de los impulsos ultrasonoros) en la modalidad Doppler son considerablemente más elevados que los que se utilizan para la formación de imagen, y el subsistema del transmisor es capaz de proporcionar intervalos de excitación apropiados para ambos modos de funcionamiento.

La figura 3 es una vista ampliada de un volumen de muestra 35 y de las células rojas de sangre 37 de la corriente sanguínea, las cuales son muy pequeñas (aproximadamente 8 micrones de diámetro) en comparación con la longitud de onda de los ultrasonidos. Las células rojas de la sangre 37 se desplazan a una cierta velocidad media indicada por la flecha 38 que forma un ángulo θ respecto a

la dirección de la energía incidente a lo largo de la línea de exploración 36. Los ecos retrodispersos a partir de las células rojas de la sangre están sometidos a una variación de frecuencia proporcional a la frecuencia de la onda incidente y a la velocidad de la circulación de la sangre. El movimiento de las células rojas de la sangre a través del volumen de muestra hacia el conjunto del transductor comprime la longitud de onda de la onda reflejada, aumentando la frecuencia mientras que el movimiento de las células rojas de la sangre a partir del conjunto de transductor alarga la longitud de onda de la onda reflejada, lo que reduce la frecuencia. El instrumento mide solamente la componente de velocidad media 36 en la dirección del haz ultrasonoro transmitido definido por la línea de exploración 36. La fórmula que relaciona la variación de frecuencia Doppler y la velocidad es la siguiente

$$\Delta f = \frac{2f_0 v \cos \theta}{c}$$

en la cual f = variación de frecuencia, f_0 = frecuencia de emisión de los ultrasonidos, v = velocidad media de la circulación de la sangre, y c = velocidad del sonido en los tejidos (1.450 m/segundo). La frecuencia de emisión ultrasonora para exploración cardiaca del orden de 2-5 MHz. La gama de velocidades de la sangre humana es conocida y las variaciones Doppler están incluidas en el espectro audible de aproximadamente 0,2-8 KHz. La población de células rojas de la sangre del volumen de muestra 35 cambia constantemente y es necesario obtener un número de mues

tras de ecos sometidos a variaciones de frecuencia con el objeto de calcular un valor preciso de la velocidad. Las células rojas de la sangre que se desplazan por el volumen de muestra retrodispersan la energía ultrasónica conteniendo un espectro de frecuencias Doppler, y estas corresponden a la distribución de velocidades presente en la región muestreada. La velocidad media puede calcularse promediando los componentes de la distribución. Otro factor consiste en que la circulación sanguínea puede ser turbulenta como se representa en la figura 4 y en este caso la velocidad se manifiesta en numerosas direcciones. El conocimiento de la distribución de las velocidades bidireccionales mejora la precisión de detección de la circulación sanguínea turbulenta. Las dimensiones del volumen de muestra son relativamente pequeñas, por ejemplo un diámetro de 2 mm, porque se obtiene así una representación más válida de la velocidad en un punto específico. El presente sistema duplex adquiere muestras múltiples de ecos sometidos a variación de frecuencia en la modalidad Doppler para cada determinación de velocidad, es decir que existen múltiples transmisiones de impulsos y en cada caso las señales de eco se focalizan y las muestras se aplican al procesador Doppler.

La detección direccional de las velocidades de la sangre está basada en la demodulación sincrónica de los ecos recibidos en dos componentes en cuadratura tal y como se acaba de describir y en el tratamiento ulterior por un complejo procesador de transformadas de Fourier. Mediante una selección adecuada del procesador Doppler, se consiguen en tiempo real mediciones de velocidad bidireccio

nal de la circulación de la sangre y líquidos similares. En la modalidad de funcionamiento Doppler, las señales de eco se tratan a través de canales de recepción en cuadratura y se orientan electrónicamente y se enfocan dinámicamente exactamente de la misma manera que en la formación de imagen por exploración B con la excepción de que las señales I y Q sumadas y focalizadas se aplican directamente al sistema Doppler sin generar su resultante. Las señales focalizadas en fase y en cuadratura se muestran en un tiempo específico después de cada intervalo de excitación del transductor que corresponde al tiempo tomado por la señal ultrasonora para volver al transductor a partir de la distancia R. Una puerta de distancia 40 es abierta por el controlador 17 durante un intervalo de tiempo relativamente corto en un momento que corresponde a la recepción de los ecos retrodispersos a partir del volumen de muestra y extrae un par de muestras analógicas en paralelo. El procesador Doppler efectúa un cálculo aritmético complejo de la transformada de Fourier y obtiene a partir de grupos de pares de muestras analógicas la magnitud y el signo de las variaciones de frecuencia de los ecos respecto a la frecuencia de emisión y por tanto la velocidad de circulación y su dirección. El procesador Doppler es preferentemente un procesador rápido de transformada de Fourier (FFT) de tipo digital en tiempo real. El análisis espectral completo es un método poderoso que utiliza la totalidad del espectro de energía de los componentes sometidos a la variación Doppler que corresponden a la distribución de velocidad de las células rojas de la sangre en el volumen

de muestra. El espectro de energía contiene toda la in
formación posible relacionada con la circulación de la
sangre y que se obtiene por medio del haz del transduc
tor. Los componentes espectrales de salida pueden ser
5 promediados de una manera matemáticamente correcta para
obtener un cálculo preciso de la frecuencia media. El
conocimiento de la velocidad del sonido en los tejidos
y de la frecuencia de emisión de los impulsos ultrasonoros
proporciona los parámetros adicionales que son necesarios
10 para una lectura de velocidad media. Sin embargo es pre
ferible calcular una distribución de variaciones de fre
cuencia y realizar una representación visual de la dis
tribución de velocidades bidireccionales.

El sistema de formación de imagen duplex tiene
15 dos tipos de dispositivos de visualización de modalidad
Doppler para la información de velocidad. La distribu
ción de las frecuencias Doppler se presenta en primer lu
gar en un osciloscopio 42 de tal manera que el usuario
pueda observar su variación en tiempo real. Se imprime
20 una representación gráfica de la variación de la dístri
bución de la velocidad en función del tiempo por medio
de un registrador de banda 43. El registrador representa
la información a una velocidad elegida en el comienzo, y
la mayor parte del periodo de representación está ocupa
25 do por la información Doppler, reservándose una pequeña
porción para una señal de electrocardiograma multiplexa
da. Esta última proporciona una referencia de tiempo pa
ra los acontecimientos que se producen durante el curso
de un ciclo de funcionamiento del corazón.

30 La figura 5 es un diagrama en bloques de un sub

sistema Doppler adecuado. Este subsistema extrae un espectro de frecuencia Doppler a partir de 16 señales focalizadas en fase y en cuadratura, calcula el espectro de energía y genera una salida analógica que representa 16 frecuencias Doppler. La mitad de estas frecuencias corresponden a variaciones Doppler positivas (circulación hacia adelante), mientras que la otra mitad corresponden a variaciones negativas (circulación en sentido opuesto). El procesador trabaja en tiempo real funcionando el sistema a frecuencias de repetición de impulsos de 4 KHz, 8 KHz y 16 KHz. Cuando se dispone de tiempo de procesado, particularmente a las frecuencias de repetición de impulsos más elevadas, el procesador integra varios espectros antes de dar los resultados. El procesador puede trabajar sobre la muestra de información en una de dos maneras lo que da lugar a una transformación en bloque o a una transformación de tipo deslizante.

El circuito de puerta o de muestreo 44 corresponde a la puerta de alcance 40 y extrae una muestra de las señales focalizadas I y Q (ΣI y ΣQ) a partir del subsistema de retardo del subsistema de retardo de tiempo en un momento que corresponde a la gama de blanco elegida por el usuario. Como se ha explicado, en el momento del muestreo Doppler, los valores de anchura de apertura, de fase de referencia del demodulador, y de retardo de tiempo son automáticamente los que se necesitan para enfocar a la distancia R. Aunque los parámetros varían durante un intervalo de repetición de impulsos, son siempre los mismos en el instante de muestreo elegido desde un intervalo de repetición al siguiente. En las figuras 6a

y 6b se ilustran señales focalizadas típicas I y Q. El intervalo de muestreo es muy corto por ejemplo del orden de 0,1 microsegundo , en comparación con la duración del impulso ultrasonoro utilizado para realizar mediciones de velocidad con la máxima sensibilidad en un punto específico de la corriente sanguínea. Cuando se produce un impulso de disparo de distancia (RTP) (figura 5), el circuito de puerta 44 deja pasar un par de muestras analógicas hasta el convertidor analógico-digital 45 y los pares de muestras codificadas en memórico se almacenan en una memoria 46. El procesador Doppler 47 realiza un cálculo digital de una transformada de Fourier rápida en tiempo real de 16 puntos. El número de punto de transformación se determina por la resolución espectral mínima que se desea obtener y un compromiso entre distancia y discriminación de velocidad. El FFT 47 está construido con 8 pastillas CE tales como las que se describen y reivindican en la patente 4.020.334. a nombre de N. R. Powell y J. M. Irwin, por "unidad aritmética integrada para calcular de ciertos productos indexados", cedida al concesionario de la presente invención, cuya descripción se incorpora aquí a título de referencia. Estas pastillas CE proporcionan una aritmética compleja para un FFT digital de 16 puntos basada en un algoritmo de base 4. El cálculo con el FFT digital proporciona un espectro de frecuencia de salida ordenado que incluye 16 grupos de frecuencia, la mitad de los cuales corresponde a las variaciones Doppler positivas mientras que la otra mitad corresponde a las variaciones negativas. Es posible calcular un espectro de salida cuando se han acumulado en la memoria

46 dieciséis muestras I y dieciseis muestras Q proceden
tes de 16 ecos consecutivos. Se calculan las transformadas de Fourier de estas muestras para producir dieciseis
coeficientes reales y dieciseis coeficientes imaginarios,
5 y el espectro de energía se obtiene elevando al cuadro
y añadiendo los coeficientes en la base de 1:1. El movimiento de las células rojas de la sangre produce la rotación de un vector de corriente I-Q en un círculo unitario. La velocidad de rotación del vector indica la velocidad
10 de la sangre, la dirección de rotación indica el sentido
de la circulación. Una propiedad de la transformada de
Fourier discreta (DFT) consiste en que las velocidades
en sentido contrario producen números de salida complejos
que corresponden a diferentes grupos de velocidad. De
15 esta manera una transformada de Fourier aritmética compleja permite una separación de los espectros Doppler en
función de la circulación hacia adelante o hacia atrás.

Las salidas del procesador FFT 47 son 16 señales I y 16 señales Q que representan variaciones de frecuencia, y dieciseis señales resultantes se generan para
20 su visualización en el circuito 48 de la misma manera
que para la visualización de exploración B elevando al
cuadrado las señales correspondientes I y Q, sumando los
cuadrados y tomando la raíz cuadrada de la suma. Las die
25 ciseis señales resultantes, la mitad para la circulación
hacia adelante y la mitad para la circulación en sentido
inverso, se aplican a un normalizador de acumulador 49
para la presentación en el dispositivo de visualización
bien en la modalidad de transformada en bloque o en la
30 modalidad de transformada deslizante. En la primera moda

lidad se analizan grupos exclusivos de pares de muestras analógicas, por ejemplo ciclos de impulsos-ecos 1-16, 17-33, etc. En la última modalidad se analizan grupos su
5 perpuestos de pares de muestras analógicas, por ejemplo
ciclos de impulsos-ecos 1-16, 4-20, 8-24, etc. La in
formación de video de salida atraviesa un multiplexor
50 donde se multiplexa con la señal de electrocardiogra
ma (ECG), y a continuación se aplica a un convertidor
digital/analógico 51 para generar la información de sali
10 da (OTD = Salida hacia visualización).

Las unidades de control de susistema Doppler 52 y 53 se ilustran sin que se represente totalmentel las instrucciones de entrada procedentes del controlador 17. El bloque 52 es el control FFT y sus entradas son una ins
15 trucción de número de transformada deslizando y una ins
trucción de graduación de velocidad, y el bloque 52 es
el FFT y el circuito de salida de programación en el
tiempo (Z= % de superposición; STD= Sincronización para
visualización).

20 En cada momento el procesador Doppler proporcio
na los espectros de energía ultrasonora retrodispersos a
partir del volumen de muestra, y que corresponden a la dis
tribución de velocidad en el volumen de muestra. La dis
tribución contiene 8 lecturas positivas y 8 lecturas ne
25 gativas, y es posible promediar los componentes de velo
cidad presentes en el volumen de muestra y visualizar una
lectura de velocidad media. En variante, es posible visua
lizar la totalidad de la distribución, y este último pro
cedimiento es preferible en caso de circulación turbulen
30 ta. Una representación típica de las velocidades de cir

culación bidireccionales de la sangre en función del tiempo, con una distribución de velocidades en cada coordenada del tiempo, tal como la que se imprime por medio del registrador de banda 43 (figura 1), se indica en la figura 7. Una señal de electrocardiograma multiplexada para facilitar la referencia de tiempo del ciclo de funcionamiento del corazón se ilustra igualmente. La escala de velocidad para el registrador de banda 43 está coordinada con la selección de la frecuencia de repetición de los impulsos empleada por el sistema. El procedimiento de selección consiste en comenzar con la velocidad máxima, y por tanto con la frecuencia de repetición de impulsos máxima compatible con la distancia elegida, y a continuación reducirla por etapas binarias si el resultado observado es inferior a medio ciclo. Este procedimiento evita un error en el cálculo de la velocidad Doppler.

No es esencial para la invención utilizar un conjunto de transductores y un receptor de canales múltiples, y un instrumento ultrasonoro para medición bidireccional de velocidad de la circulación de la sangre o líquidos similares puede incluir solamente un elemento transductor con canales de tratamiento de señales I y Q tales como los que se representan en la figura 2. La demodulación sincrónica de las señales de eco con referencias de frecuencia de emisión en cuadratura de fase es una propiedad esencial del tratamiento de la señal pero la focalización de fase descrita más arriba no es esencial. Igualmente el instrumento Doppler puede construirse bajo la forma de una unidad separada y no necesita formar parte de un sistema duplex con capacidad de formación de ima

1 gen con exploración B. En cualquier caso, esta técnica
ultrasonora es un método no traumático estrictamente no
invasor para medir la velocidad bidireccional de la san-
gre.

5 Aunque la invención ha sido ilustrada y descri-
ta particularmente con referencia a varios modos de reali-
zación preferidos de la misma, los peritos en la materia
entenderán que pueden introducirse en ellos varios cam-
bios de forma y detalles sin alejarse del espíritu y del
alcance de la invención.

10 TRADUCCION DE LAS INSCRIPCIONES DE LOS DIBUJOS ORIGINALES

Figura 1

a.- Conjunto de transductores

b.- Usuario

Figura 6a y 6b

15 c.- Señal I focalizada (ΣI)

d.- Señal Q focalizada (ΣQ)

S.- Muestra

Figura 7

e.- Electrocardiograma (ECG)

20 En resumen, la patente de invención que se soli-
cita deberá recaer en las siguientes

REIVINDICACIONES

25 1. Método y su correspondiente instrumento uti-
lizando ultrasonidos con haz orientado para medir la velo-
cidad de circulación de la sangre y líquidos similares,
caracterizado en el instrumento porque incluye un conjunto
de transductores provisto de una pluralidad de elementos
transductores electroacústicos para transmitir impulsos
de ultrasonido con una frecuencia de emisión predetermi-
nada y para generar señales de eco recibidas, un disposi-
30

1 tivo transmisor para excitar secuencialmente unos elementos
 transductores elegidos con una programación en el
 tiempo de elemento a elemento con el fin de generar un
 impulso ultrasonoro de banda estrecha que se propaga a
5 lo largo de una línea de exploración radial elegida y
 que se aplica a un volumen de muestra del objeto sometido al exámen a través del cual se está midiendo la veloci
 dad de circulación hacia y a partir del conjunto, un
 dispositivo receptor de canales múltiples para demodular
 coherentemente dichas señales de eco con referencias de
10 frecuencia de emisión en cuadratura de fase y para retardar
 en el tiempo y sumar las señales demoduladas con el
 fin de producir una señal focalizada en fase y una señal
 focalizada en cuadratura, una puerta de alcance para extraer
 un par de muestras analógicas en paralelo a partir
 de dichas señales focalizadas en fase y en cuadratura
15 después de cada transmisión de impulso en un momento que
 corresponde a la recepción de los ecos retrodispersos a
 partir del volumen de muestra, un procesador digital
 complejo de transformada de Fourier para derivar repeti
 damente a partir de grupos de dichos pares de muestras
20 analógicas la magnitud y el signo de la variación de
 frecuencia de los ecos respecto a la frecuencia de emisi
 ón y por tanto la velocidad y la dirección de circula
 ción, y un dispositivo de visualización para representar
 visualmente la velocidad bidireccional en función
25 del tiempo.

 2. Instrumento según la reivindicación 1,
 caracterizado porque dicho procesador complejo de trans-
 formada de Fourier es un procesador de transformada rá-
 pida de Fourier de 16 puntos que produce una distribución
30 de variaciones de frecuencia y velocidades de las cuales

1 la mitad corresponden a la circulación hacia el conjunto
y la mitad a la circulación a partir del conjunto, y por-
que dicho dispositivo de visualización presenta una dis-
tribución de las velocidades en cada coordenada de tiempo.

5 3. Método según la reivindicación 1 que emplea
un sistema de imagen con exploración de sector en tiempo
real con modalidad de Doppler incorporado, caracterizado
porque incluye las operaciones que consisten en excitar
el conjunto transductor de elementos piezoelectricos para
10 generar secuencialmente impulsos de ultrasonidos que se
propagan a lo largo de una línea de exploración seleccio-
nada y se aplican a un volumen de muestra elegido en el
objeto sometido a exámen a través del cual se está midien-
do la velocidad de circulación hacia y a partir del con-
15 junto, y alternativamente después de cada transmisión de
impulsos detectar los ecos recibidos y generar señales de
eco, tratar las señales de eco en múltiples canales de
recepción que tienen cada uno un canal en fase y un canal
en cuadratura donde las señales de eco se demodulan co-
20 herentemente utilizando señales de referencia de frecuen-
cia de emisión en cuadratura de fase y se focalizan diná-
micamente y se suman para producir señales focalizadas en
fase y en cuadratura, conmutar dichas señales focalizadas
durante un corto intervalo de tiempo para extraer un par
25 de muestras analógicas que representan los ecos retrodis-
persos a partir del volumen de muestra, y analizar grupos
de pares de muestras analógicas en tiempo real, con un
procesador digital complejo de transformada rápida de Fourier
30 para derivar la magnitud y el signo de la distribución de

1 las variaciones de frecuencia de los ecos respecto a la
frecuencia de emisión y por tanto la distribución de las
velocidades bidireccionales.

5 4. Método según la reivindicación 3, caracteri-
zado porque dicho procesador funciona en la modalidad de
transformada en bloque y adquiere y analiza grupos ex-
clusivos de dichos pares de muestras analógicas.

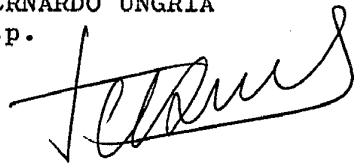
10 5. Método según la reivindicación 3, caracteri-
zado porque dicho procesador funciona en la modalidad de
transformada deslizante y adquiere y analiza grupos su-
perpuestos de dichos pares de muestras analógicas.

15 6. Se reivindica por último como objeto sobre
el que ha de recaer la Patente de Invención que se solici-
ta por: "METODO Y SU CORRESPONDIENTE INSTRUMENTO UTILIZAN-
DO ULTRASONIDOS PARA MEDIR LA VELOCIDAD DE CIRCULACION DE
LA SANGRE Y LIQUIDOS SIMILARES".

20 Todo conforme queda descrito y reivindicado en
la presente memoria descriptiva que consta de veintinueve
páginas mecanografiadas y dibujos que se acompañan.

Madrid, 23 agosto 1979

BERNARDO UNGRIA
P.P.



25

30

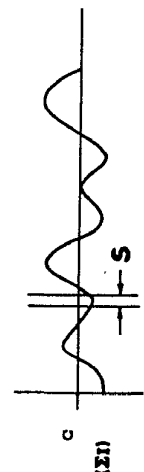
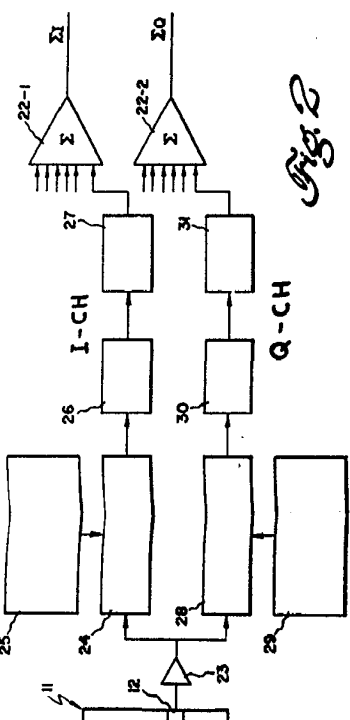
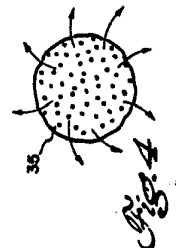
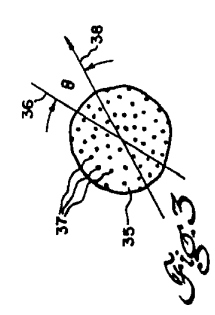
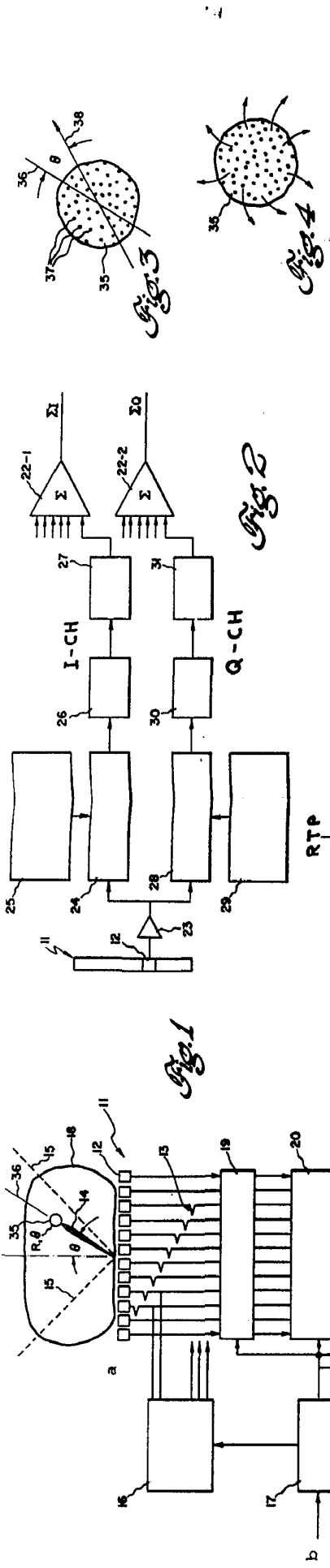


Fig. 6a

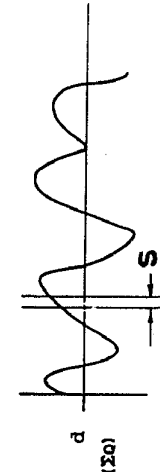


Fig. 6b

Fig. 5



Fig. 7

INSTITUTO VENEZOLANO DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS
 I. MADRIZ 23 AGOSTO DE 1963
 BENIGNO J. GARCÍA

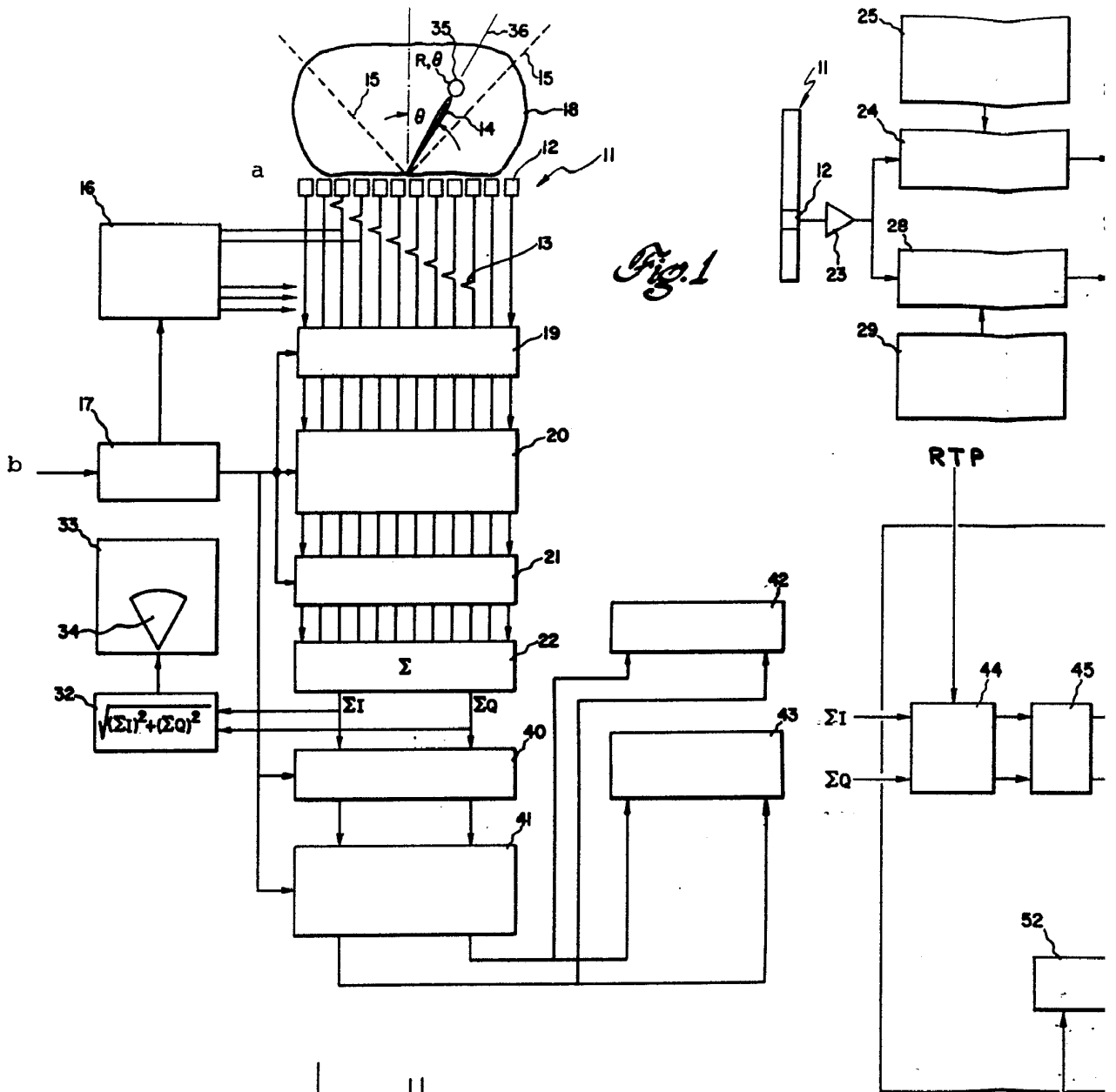


Fig. 6a

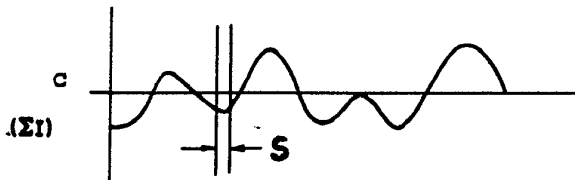
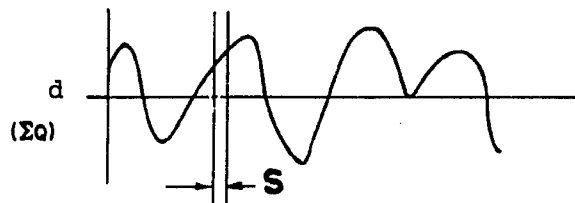


Fig. 6b



PRF
e ECG

v

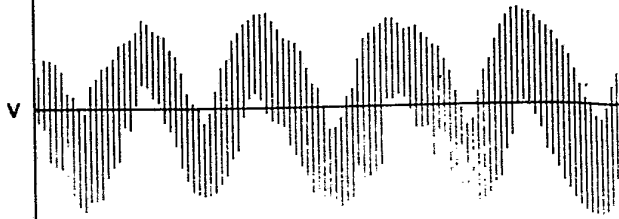
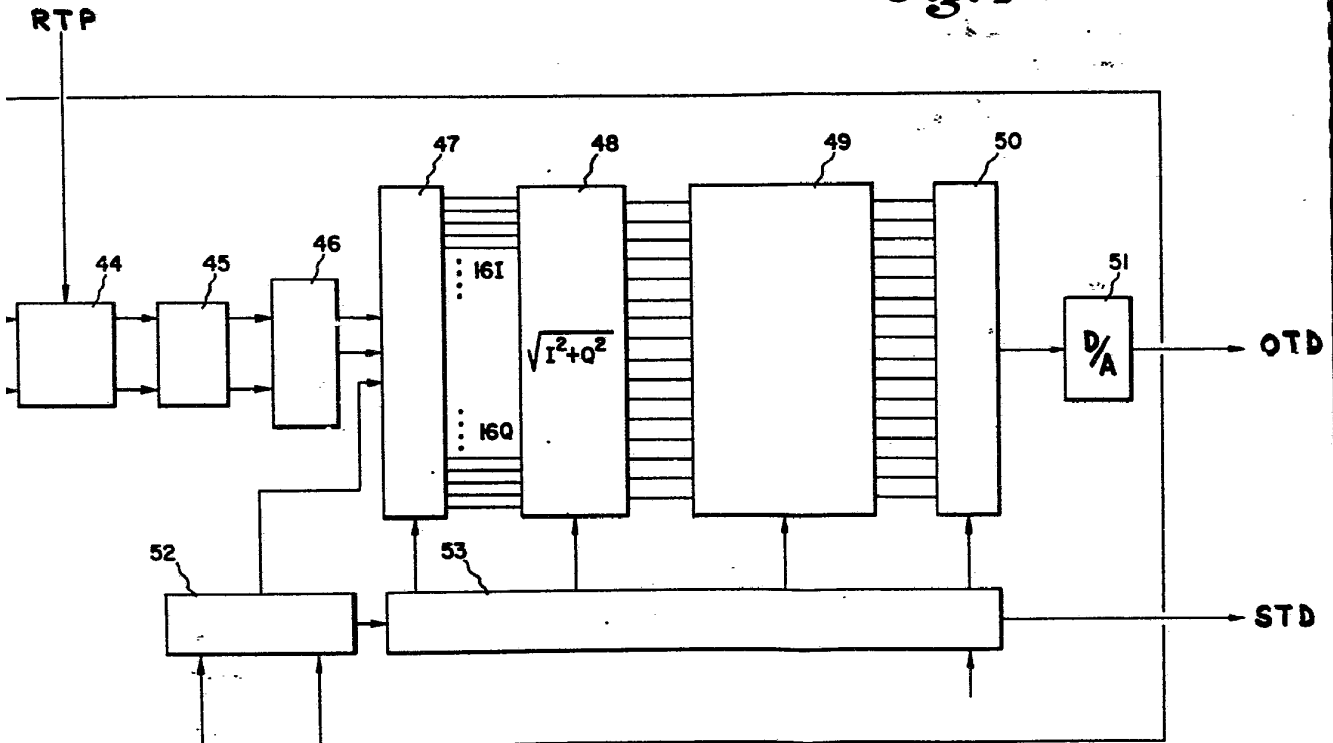
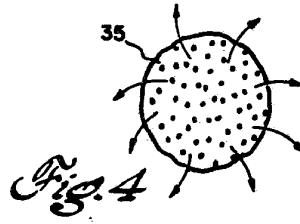
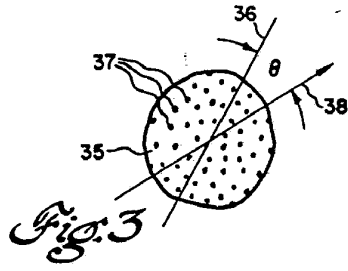
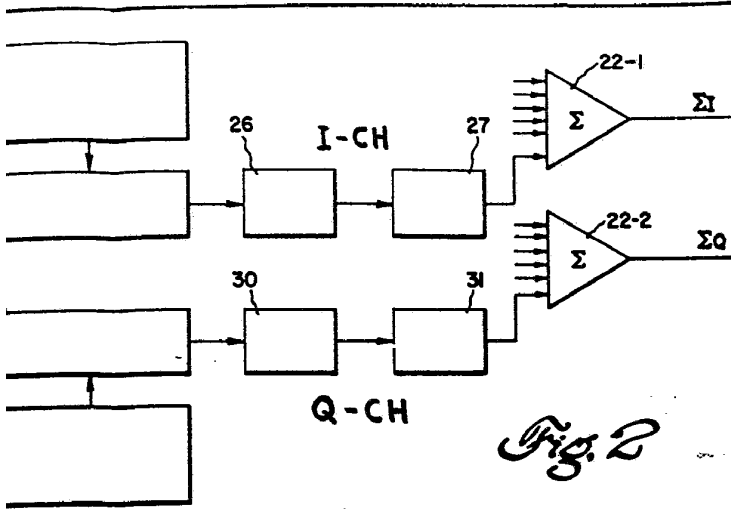


Fig. 7
 ESCALA VARIABLE
 MADRID 23 de Agosto DE 1979

BERNARDO TORRES
[Signature]